

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
22 mai 2003 (22.05.2003)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 03/041618 A2**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **A61F 2/44**

10, impasse Vermer, F-13007 Marseille (FR). **LOUIS, Christian** [FR/FR]; 122, chemin Carreirade d'Allauch, F-13400 Aubagne (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR02/03911

(22) Date de dépôt international :

15 novembre 2002 (15.11.2002)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

01/14766

15 novembre 2001 (15.11.2001)

FR

(71) Déposants et

(72) Inventeurs : **LOUIS, René** [FR/FR]; 4 bis, Impasse du Roc-Fleuri, F-13008 Marseille (FR). **TROPIANO, Patrick** [FR/FR]; 1, rue Martiny, Le Mendoza, F-13008 Marseille (FR). **BRONSARD, Jean-Jacques** [FR/FR];

(74) Mandataire : **HERARD, Paul**; Cabinet Beau de Loménie, 232, avenue du Prado, F-13295 Marseille cedex 8 (FR).

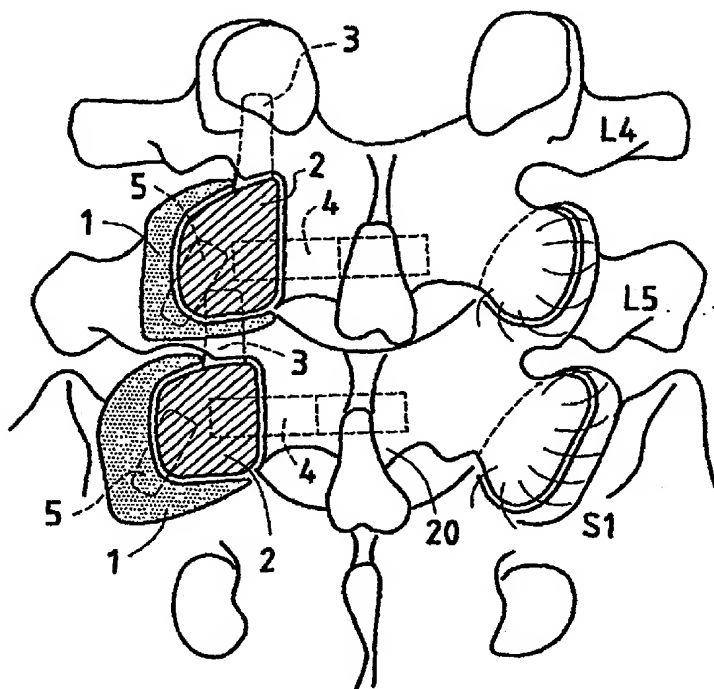
(81) États désignés (*national*) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (*régional*) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: POSTERIOR VERTEBRAL JOINT PROSTHESIS

(54) Titre : PROTHESE D'ARTICULATION VERTEBRALE POSTERIEURE



(57) Abstract: The invention concerns a posterior vertebral joint prosthesis. The inventive posterior left or right joint prosthesis (1, 2) has a smooth support surface (11, 11a, 11b, 17, 17a, 17b) and said surface includes an antero-posterior curvature.

(57) Abrégé : La présente invention est relative à une prothèse d'articulation vertébrale postérieure. La prothèse (1, 2) d'articulation vertébrale postérieure gauche ou droite, selon l'invention, présente une surface (11, 11a, 11b, 17, 17a, 17b) lisse d'appui et ladite surface présente une courbure antéro-postérieure.

WO 03/041618 A2



FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), brevet  
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,  
MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

— *sans rapport de recherche internationale, sera republiée  
dès réception de ce rapport*

**Déclaration en vertu de la règle 4.17 :**

— *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv) pour US  
seulement*

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrégia-  
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et  
abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de  
la Gazette du PCT.*

## Prothèse d'articulation vertébrale postérieure

La présente invention est relative à une prothèse d'articulation vertébrale postérieure.

5 Les douleurs vertébrales cervicales, dorsales et lombaires ont souvent pour origine les articulations vertébrales postérieures ou articulations zygapophysaires ou « facet joint ». Quand les thérapeutiques médicales ne suffisent plus pour les soulager, en particulier lorsque ces articulations sont très déformées par l'arthrose ou un traumatisme ancien, il devient souhaitable de remplacer leurs surfaces articulaires  
10 par des prothèses ; l'intérêt de ces prothèses est de conserver les fonctions et la mobilité de la colonne vertébrale, et d'éviter le blocage (arthrodèse) de ces articulations.

Il a été décrit dans les documents FR 2 721 501 et US 6 132 464 divers dispositifs de remplacement des surfaces articulaires des facettes vertébrales  
15 postérieures ; chacun de ces dispositifs comporte un support comportant une face convexe épousant et venant en appui au contact d'une portion de la surface concave de l'arc postérieur d'une vertèbre, d'un côté au moins de l'apophyse épineuse ; ce support est fixé à la vertèbre par une vis pédiculaire, et/ou aux apophyses épineuse et transverse par des moyens de cerclage tels qu'une bride, un collier, un crochet ; ce  
20 dispositif comporte en outre une lame formant une demi prothèse articulaire qui comporte deux faces opposées : une première face, dite articulaire ou de glissement, est en contact avec une face similaire d'une vertèbre adjacente avec un minimum de frottement ; cette première face est recouverte d'un matériau biocompatible à fort taux de glissement, tel que de l'acier inox ou du titane notamment ; une deuxième face  
25 opposée à la première face de la lame, dite face osseuse, est poreuse, parsemée de picots, recouverte ou non d'hydroxyapatite, et est destinée à venir en appui sur l'os restant de l'apophyse articulaire ; la lame est reliée au support par une base sessile, dont la face postérieure convexe et poreuse s'appuie sur l'os de l'arc vertébral ; les  
30 moyens de fixation du support sur les apophyses épineuse et transverse et sur le pédicule sont associés, en fonction des conditions anatomiques rencontrées, afin d'assurer la stabilité du montage.

Ces dispositifs présentent certains inconvénients ; du fait de la présence de nombreuses faces d'appui respectif des différentes parties (support, lame, base) du dispositif sur différentes régions d'une vertèbre, il est difficile d'assurer des appuis de qualité uniforme et satisfaisante en raison des variations de forme d'une vertèbre à une autre et/ou d'un patient à un autre ; en outre, la présence de la base, du support d'ancrage, et des divers moyens de fixation, contribue à augmenter le volume de la prothèse et par conséquent à augmenter la gêne pour le patient ainsi que les traumatismes consécutifs à l'implantation d'un tel dispositif.

Un objectif de l'invention est de proposer des prothèses d'articulation vertébrales postérieures qui soient améliorées et qui remédient, en partie au moins, aux inconvénients des prothèses de ce type.

Conformément à un premier aspect, l'invention consiste à proposer un dispositif comportant, pour l'articulation vertébrale postérieure gauche ou pour l'articulation vertébrale postérieure droite, une première prothèse de remplacement partiel de l'apophyse articulaire antérieure qui comporte une première surface d'appui glissant, ainsi qu'une deuxième prothèse de remplacement total de l'apophyse articulaire postérieure, qui comporte une deuxième surface d'appui glissant présentant au moins une portion de forme similaire ou identique à la forme d'au moins une portion de ladite première surface d'appui glissant de ladite première prothèse.

L'implantation de la première prothèse de remplacement partiel de l'apophyse articulaire antérieure nécessite une simple abrasion préalable de la surface (ou facette) articulaire de l'apophyse antérieure, tandis que l'implantation de la deuxième prothèse de remplacement total de l'apophyse articulaire postérieure est effectuée après une ablation sensiblement totale de l'apophyse postérieure.

Selon un autre aspect, l'invention consiste à proposer un dispositif de remplacement des surfaces articulaires vertébrales postérieures qui comporte, pour l'articulation gauche et pour l'articulation droite, une première prothèse d'apophyse articulaire antérieure comportant une première surface d'appui lisse, ainsi qu'une deuxième prothèse d'apophyse articulaire postérieure comportant une deuxième surface d'appui lisse dont la forme est complémentaire de celle de ladite première surface de la première prothèse, de façon à faciliter son glissement sur la première surface et à faciliter un mouvement relatif de rotation antéro-postérieure (ou sagittal)

de deux vertèbres adjacentes munies de ces prothèses ; ceci permet aux vertèbres équipées des prothèses selon l'invention de conserver une mobilité importante.

Selon un autre aspect, l'invention consiste à proposer des prothèses d'articulation vertébrales postérieures présentant des surfaces lisses d'appui glissant  
5 qui épousent sensiblement la forme d'un dièdre : la première prothèse d'apophyse articulaire antérieure comporte une surface d'appui glissant en forme de dièdre concave dont les faces forment de préférence un premier angle situé dans une plage allant de  $90^\circ$  à  $160^\circ$ , tandis que la deuxième prothèse d'apophyse articulaire postérieure comporte une surface d'appui glissant en forme de dièdre convexe dont  
10 les faces forment un deuxième angle dont la valeur est égale ou voisine au complément à  $360^\circ$  de la valeur dudit premier angle.

La mise en contact mutuel desdites première et deuxième prothèse par leur surface lisse d'appui diédrique respective favorise le guidage mutuel des deux prothèses lors de leur déplacement mutuel de glissement, ce qui augmente la stabilité  
15 dynamique d'un rachis dont deux vertèbres adjacentes sont équipées de ces prothèses.

La valeur de l'angle d'ouverture des surfaces d'appui glissant diédriques est de préférence adaptée à la position de la vertèbre le long du rachis : pour l'articulation L5-S1 (lombo-sacrée), la valeur de l'angle de la prothèse articulaire antérieure est de  
20 préférence voisine de  $90^\circ$  à  $160^\circ$  et la valeur de l'angle de la prothèse articulaire postérieure est respectivement voisine de  $270^\circ$  à  $200^\circ$ , tandis que pour l'articulation L4-L5, l'angle de la prothèse antérieure est de préférence voisin de  $90^\circ$  à  $150^\circ$  et l'angle de la prothèse postérieure est respectivement voisin de  $270^\circ$  à  $210^\circ$ .

Selon un autre aspect, l'invention consiste à proposer des prothèses  
25 d'articulation vertébrales postérieures présentant des surfaces lisses d'appui glissant présentant une courbure antéro-postérieure : ladite première prothèse antérieure présente, (en vue médiale), une surface de glissement courbée ouverte vers l'arrière et ladite deuxième prothèse postérieure présente (en vue médiale) une surface de glissement courbée fermée vers l'avant, dont la courbure est égale à (ou voisine de) la  
30 courbure de la surface ouverte de la première prothèse ; ceci facilite la libre rotation relative antéro-postérieure de deux vertèbres adjacentes équipées de ces prothèses ; le rayon de courbure antéro-postérieure de ces surfaces de glissement peut être adapté à la position de la vertèbre à laquelle la prothèse est destinée ; la valeur de ce

rayon est de préférence choisi dans une plage allant de 18 à 28 mm, de préférence encore de 20 à 26 mm, en particulier voisin de 23 mm.

Grâce à cette courbure, les mouvements de flexion-extension de la colonne vertébrale (rotation antéro-postérieure) peuvent être effectués selon un axe transversal  
5 commun pour le disque intervertébral et pour ces articulations.

Selon un mode préféré de réalisation, les surfaces de glissement présentent à la fois une forme diédrique et une courbure antéro-postérieure (sagittale) : la prothèse antérieure comporte une surface de glissement en forme de dièdre concave comportant une face médiale convexe vers l'arrière selon un rayon de courbure voisin  
10 de 20 à 26 mm, et une face latérale sensiblement plane ; la prothèse postérieure comporte une surface de glissement en forme de dièdre convexe comportant une face médiale concave vers l'avant selon un rayon de courbure voisin de 20 à 26 mm, et une face latérale sensiblement plane ; en d'autres termes, dans ce cas, lesdites surfaces de glissement s'étendent sensiblement selon une surface (et/ou le long d'une surface)  
15 de révolution engendrée par un segment incurvé tournant autour d'une droite (transverse) située dans un plan contenant le segment incurvé, à une distance de celui-ci qui est égale audit rayon de courbure ; ainsi les surfaces de glissement des prothèses gauche et droite épousent sensiblement des portions d'une forme de gorge torique (de révolution).

20 Selon un autre aspect, l'invention consiste à proposer une prothèse antérieure d'articulation vertébrale postérieure qui comporte une surface lisse d'appui glissant ainsi qu'une surface d'appui osseux, et une structure d'ancrage de la prothèse dans l'apophyse articulaire qui fait saillie sur ladite surface d'appui osseux ; l'invention propose également une prothèse postérieure d'articulation vertébrale postérieure  
25 comportant une surface d'appui glissant et une surface d'appui osseux, ainsi qu'une structure d'ancrage de la prothèse dans l'isthme vertébral et/ou dans la lame vertébrale, qui est saillante sur ladite face d'appui osseux.

L'invention permet d'obtenir des prothèses bien adaptées à l'anatomie humaine, compactes, stables et peu traumatisantes.

30 De préférence, chacune de ces structures d'ancrage comporte un organe d'ancrage allongé - tel qu'un ergot ou une tige - selon un axe qui est généralement incliné par rapport à la normale à la surface d'appui osseux ; de préférence ledit

organe d'ancrage est de forme sensiblement cylindrique selon cet axe, et est fileté ou muni de rainures ou protubérances sur sa face externe, afin d'augmenter la surface de contact osseux.

5 Dans le cas notamment de la prothèse antérieure, l'ancrage résultant de cet organe peut être amélioré par la présence d'une nervure saillante le long d'une partie de la périphérie de la surface d'appui osseux, en augmentant la surface en contact avec l'os.

10 Dans le cas notamment de la prothèse postérieure, l'ancrage peut être amélioré par la présence de deux organes d'ancrage allongés - tels que des tiges ou ergots - selon deux axes sensiblement orthogonaux.

15 Lesdits organes d'ancrage allongés peuvent former une seule pièce avec le corps de prothèse comportant la face d'appui osseux et la face d'appui glissant ; alternativement ou en complément, un organe d'ancrage distinct peut être utilisé, en particulier sous forme d'une vis s'étendant dans un orifice prévu dans le corps de prothèse.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention seront compris au travers de la description suivante qui se réfère aux dessins annexés, qui illustrent sans aucun caractère limitatif des modes préférentiels de réalisation de l'invention.

20 La figure 1 est une vue dorsale schématique de la partie supérieure du sacrum et des vertèbres lombaires L4 et L5, sur laquelle sont représentées quatre prothèses articulaires postérieures gauche remplaçant deux articulations postérieures gauches superposées.

25 La figure 2 illustre schématiquement en vue craniale une prothèse articulaire antérieure gauche et une prothèse articulaire postérieure gauche remplaçant une articulation postérieure entre deux vertèbres successives du rachis.

La figure 3 illustre schématiquement en perspective la forme de la surface d'appui glissant de prothèses selon l'invention.

30 La figure 4 illustre schématiquement en vue latérale des vertèbres munies de prothèses articulaires et leur mode de déplacement mutuel en rotation selon un axe transverse.

Les figures 5 à 8 illustrent un mode de réalisation d'une prothèse articulaire antérieure adaptée à l'articulation lombo-sacrée L5-S1 et les figures 9 à 11 illustrent une prothèse articulaire postérieure complémentaire de celle des figures 5 à 8.

De la même façon que les figures 5 à 8, les figures 12 à 15 illustrent un mode de réalisation d'une prothèse articulaire antérieure adaptée pour l'articulation postérieure entre les lombaires L4 et L5, et les figures 16 à 18 illustrent une prothèse articulaire postérieure complémentaire de la prothèse des figures 12 à 15.

Les figures 5, 9, 12, 16 sont des vues craniales des prothèses ; les figures 6, 10, 13, 17 sont des vues médiales des prothèses ; les figures 7 et 14 sont des vues sagittales ; les figures 8 et 15 sont des vues horizontales ; les figures 11 et 18 sont des vues latérales.

Les figures 7, 8, 14, 15 sont des vues en coupe.

Bien que l'invention soit décrite ci-après pour la partie lombaire du rachis, l'invention est applicable aux articulations postérieures des vertèbres dorsales et cervicales.

Par référence aux figures 1 et 2 en particulier, le remplacement d'une articulation vertébrale postérieure, gauche ou droite, est effectué en utilisant une prothèse antérieure 1, dite première prothèse, et une prothèse postérieure 2, dite deuxième prothèse ; la prothèse antérieure 1 est fixée à une vertèbre telle que L5 ou au sacrum S1, et la prothèse postérieure 2 est fixée à la vertèbre située immédiatement au dessus, telle que L4 ou L5 respectivement.

Par référence aux figures 5 à 18 en particulier, chacune des prothèses 1, 2 comporte un corps 6, 7 et une tige cylindrique d'ancrage 3, 5 intégrée au corps et allongée selon un axe 8, 9.

Par référence aux figures 5 à 8 et 12 à 15, le corps 7 de la prothèse antérieure 1 est en grande partie délimité par deux surfaces opposées : une surface 10 d'appui de la prothèse sur le moignon de l'apophyse articulaire antérieure, et une surface 11 de contact glissant avec la prothèse postérieure (repérée 2) ; comme illustré en particulier sur les vues craniales (figures 5 et 12), la surface 11 comporte deux faces 11a et 11b formant un genre de dièdre dont l'angle d'ouverture 12 vers l'arrière est voisin de 140° pour la prothèse L5-S1 figure 5, et voisin de 120° pour la prothèse L4-



L5 figure 12 ; par ailleurs, ces faces 11a, 11b s'étendent le long d'une surface 15a, 15b intermédiaire qui est de révolution, d'axe 13 transverse et dont le rayon de courbure 14 (figures 3 et 4) est voisin de 23 mm ; la portion médiale 11a de la surface 11 de glissement est convexe, tandis que la portion latérale 11b de la surface 11 est plane.

De façon complémentaire, chaque prothèse postérieure 2 figures 9 à 11 et 16 à 18 présente une surface 16 d'appui osseux et une surface 17 d'appui glissant sur la surface 11 de la prothèse 1 correspondante ; la surface 17 comporte une face 17a et une face 17b qui forment un dièdre convexe (figures 9 et 16) dont l'angle d'ouverture 18 est voisin de 220° (figure 9) ou de 240° (figure 16) ; la portion médiale 17a de la surface 17 de glissement est concave, tandis que la portion latérale 17b est sensiblement plane.

La concavité du dièdre 11a, 11b de la prothèse antérieure est dirigée vers l'arrière, tandis que la convexité du dièdre 17a, 17b de la prothèse postérieure est dirigée vers l'avant.

La prothèse postérieure L5-S1 (figure 10) comporte un orifice 19 spécialement prévu pour recevoir une vis d'ancrage supplémentaire (repère 4 figures 1 et 2) de la prothèse dans la lame vertébrale 20.

La fixation des prothèses 1 et 2 est renforcée de par la présence de nervures stabilisatrices 21 (figures 5, 7, 8 notamment), 22, 23, 24 (figures 10 et 17) qui font saillie à la périphérie de la surface d'appui osseux 10, 16 ; dans le cas de la prothèse postérieure 2, les nervures 22 à 24 et la surface 16 délimitent une rainure ou gouttière.

La préparation de l'implantation des prothèses nécessite un abord postérieur de la colonne vertébrale avec exposition de la ou des articulations postérieures à remplacer. Une excision (ou ablation) partielle au moins des apophyses articulaires est nécessaire. Sur la facette (ou apophyse articulaire) antérieure (ou apophyse articulaire supérieure de la vertèbre sous-jacente) seule la surface articulaire est abrasée avec amenuisement du volume global de la facette et réalisation d'un trou d'ancrage sagittal à sa partie inférieure. Sur la facette (ou apophyse articulaire) postérieure (ou apophyse articulaire inférieure de la vertèbre sus-jacente) on pratique une ablation sub-totale avec section oblique vers la lame vertébrale et perpendiculaire sur l'isthme vertébral, et deux trous d'ancrage, l'un sagittal dans l'axe de l'isthme vers le pédicule vertébral,

et l'autre transversal dans l'épaisseur de la lame vertébrale, creusé à partir de l'apophyse épineuse.

La prothèse antérieure 1 s'appuie sur le moignon préparé de la facette antérieure avec pénétration de son ergot cylindrique d'ancrage dans le trou d'ancrage.

- 5 La prothèse présente sur sa face orientée vers l'arrière une surface 11, 11a, 11b articulaire lisse dont la forme se présente comme une section de dièdre ouvert vers l'arrière (ou d'une gorge de poulie), avec un secteur médial étroit et frontal et un secteur latéral étalé et oblique. En coupe horizontale, le secteur médial est frontal et le secteur latéral d'une obliquité qui varie de 50 à 20° du sacrum au sommet de la
- 10 colonne lombaire. Sur une coupe sagittale, les deux secteurs médial 11a et latéral 11b de cette prothèse ont une convexité tournée vers l'arrière qui correspond à l'arc d'un cercle dont le centre correspond au centre de rotation commun aux deux articulations postérieures et au disque intervertébral du même segment mobile vertébral (le rayon de ce cercle est de 23 mm en moyenne).

- 15 La prothèse postérieure 2 présente un premier ergot 3 intégré prévu pour s'engager dans le trou d'ancrage isthmique, ainsi qu'un deuxième ergot 4 qui est séparé du corps de la prothèse et est vissé pour l'ancrage laminaire. La surface articulaire 17, 17a, 17b de glissement dirigée vers l'avant s'appuie intimement sur la surface articulaire 11, 11a, 11b de la prothèse antérieure 1.

- 20 Les prothèses 1, 2 peuvent être métalliques ou plastiques ou de tout autre matériau qui s'avèrerait biologiquement compatible. La fixation des prothèses peut être renforcée de ciment plastique.

## REVENDICATIONS

1. Prothèse (1, 2) d'articulation vertébrale postérieure gauche ou droite présentant une surface (11, 11a, 11b, 17, 17a, 17b) lisse d'appui glissant, caractérisée en ce que ladite surface présente une courbure antéro-postérieure, ainsi que des  
5 moyens de guidage en rotation aptes à coopérer avec une surface d'appui complémentaire de ladite surface lisse d'appui glissant.
2. Prothèse (1, 2) selon la revendication 1, dans laquelle les moyens de guidage comportent deux faces ou portions de faces faisant partie de ladite surface lisse d'appui glissant (11a, 11b, 17a, 17b) et formant sensiblement un dièdre.
- 10 3. Prothèse (1, 2) selon la revendication 2, dans laquelle lesdites faces ou portions de faces s'étendent le long d'une surface de révolution présentant ladite courbure antéro-postérieure.
4. Prothèse (1, 2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans laquelle le rayon de courbure de ladite surface lisse d'appui glissant est situé dans une  
15 plage allant de 18 à 28 mm.
5. Prothèse (1, 2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 4 comportant en outre une surface (10, 16) d'appui osseux et une structure (3, 4, 5, 21 à 24) d'ancrage, et dans laquelle la structure d'ancrage fait saillie sur la surface d'appui osseux.
- 20 6. Prothèse (1, 2) selon la revendication 5, dans laquelle la structure d'ancrage comporte un organe d'ancrage allongé selon un axe (8, 9) incliné par rapport à la normale à la surface d'appui osseux.
7. Prothèse (1, 2) selon la revendication 6, dans laquelle l'organe d'ancrage est de forme sensiblement cylindrique.
- 25 8. Prothèse (1, 2) selon la revendication 6 ou 7, dans laquelle ledit organe d'ancrage est muni sur sa face externe de rainures ou protubérances.
9. Prothèse (1, 2) selon l'une quelconque des revendications 5 à 8, dans laquelle au moins une partie de la structure d'ancrage forme une seule pièce avec le corps de la prothèse.

10. Prothèse (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, pour le remplacement de l'apophyse articulaire antérieure, dans laquelle une partie au moins de ladite surface (11, 11a, 11b) lisse d'appui est convexe, ouverte vers l'arrière et courbée selon un rayon (14) allant de 18 à 28 millimètres.

5 11. Prothèse (1) selon la revendication 10 pour le remplacement de l'apophyse articulaire antérieure, dans laquelle les faces (11a, 11b) du dièdre forment un angle (12) allant de 90° à 160°.

10 12. Prothèse (2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, pour le remplacement de l'apophyse articulaire postérieure, dans laquelle une partie au moins de ladite surface (17, 17a, 17b) lisse d'appui est concave, fermée vers l'avant et courbée selon un rayon (14) allant de 18 à 28 millimètres.

13. Prothèse (2) selon la revendication 12 pour le remplacement de l'apophyse articulaire postérieure, dans laquelle les faces (17a, 17b) du dièdre forment un angle (18) allant de 200° à 270°.

15 14. Dispositif de remplacement d'une articulation vertébrale postérieure gauche ou droite, qui comporte :

- une prothèse (1) de remplacement partiel de l'apophyse articulaire antérieure, dite première prothèse, qui est de préférence conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 11, qui comporte une première surface (11, 11a, 11b) lisse d'appui  
20 glissant en forme de gorge de poulie, et

- une prothèse (2) de remplacement de l'apophyse articulaire postérieure, dite deuxième prothèse, qui est de préférence conforme à l'une quelconque des revendications 1 à 9, 12 ou 13, et qui comporte une deuxième surface (17, 17a, 17b) lisse d'appui glissant dont une portion au moins est de forme similaire ou  
25 complémentaire à celle d'une portion au moins de ladite première surface lisse d'appui glissant de ladite première prothèse, de façon à faciliter un mouvement relatif de rotation sagittale de deux vertèbres adjacentes munies de ces prothèses.

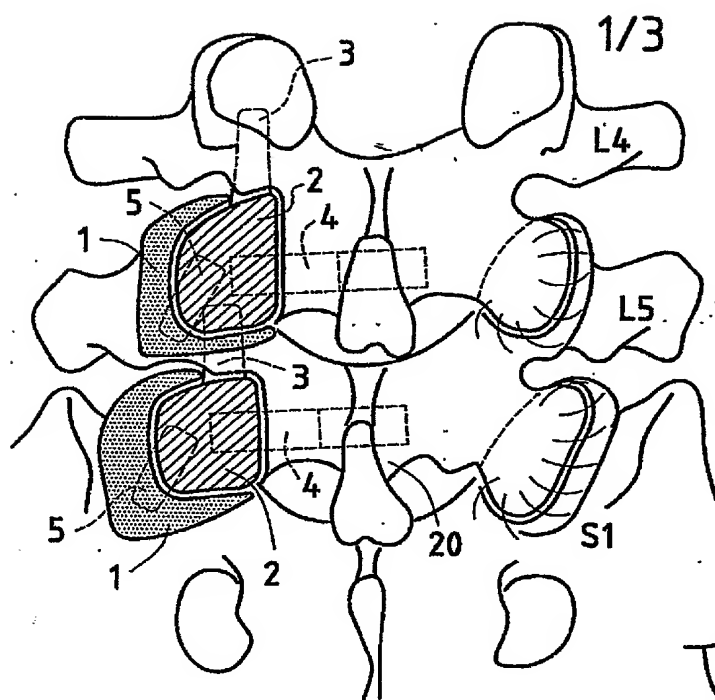


FIG.1

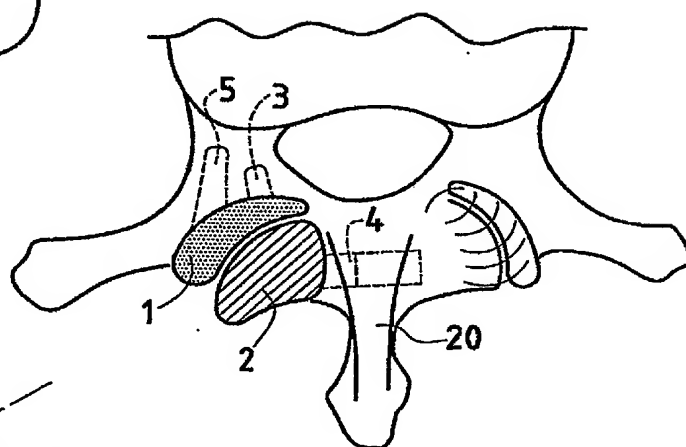


FIG.2

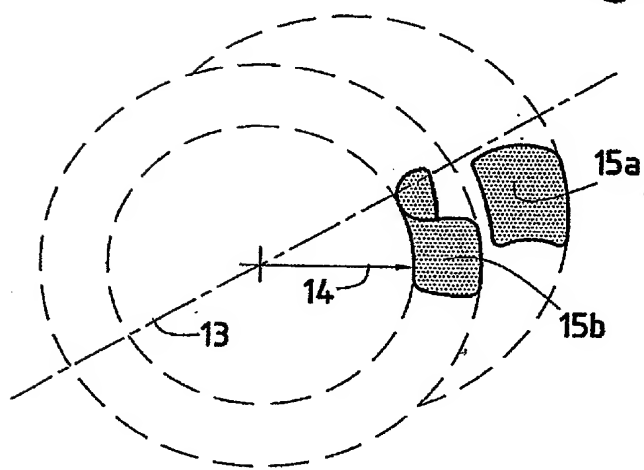


FIG.3

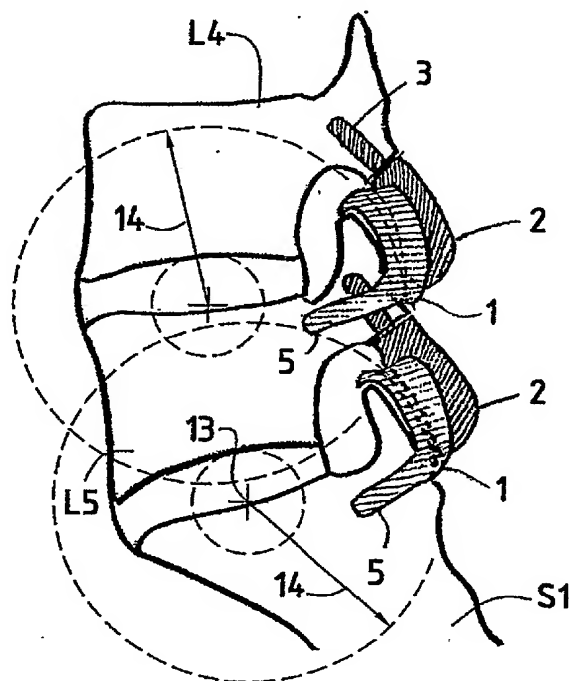


FIG.4

2/3

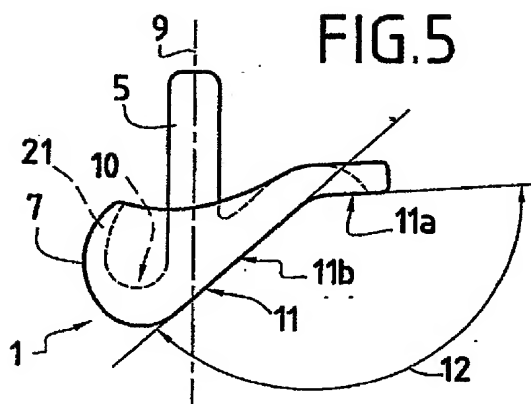


FIG. 5

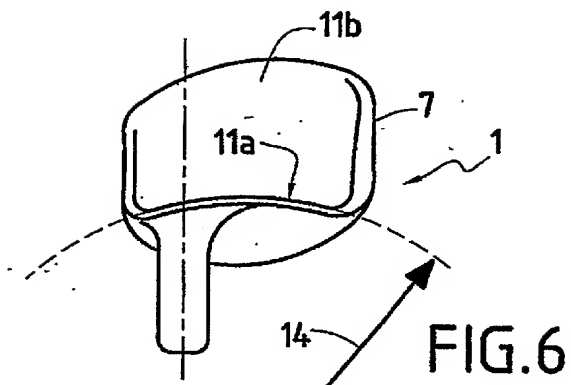


FIG. 6

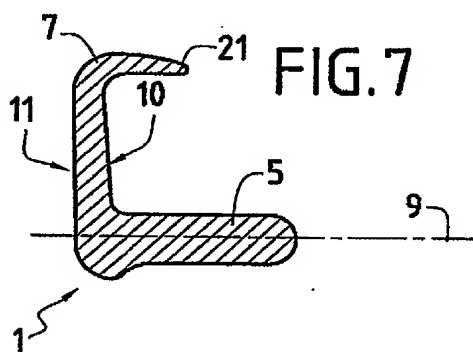


FIG. 7

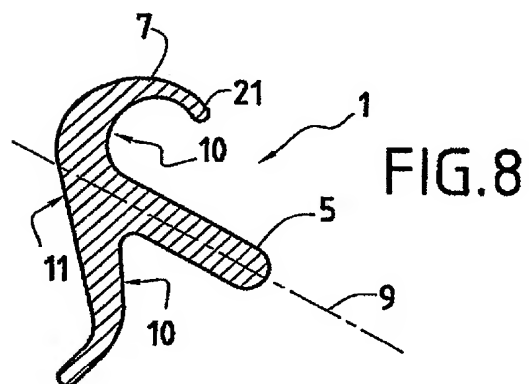


FIG. 8

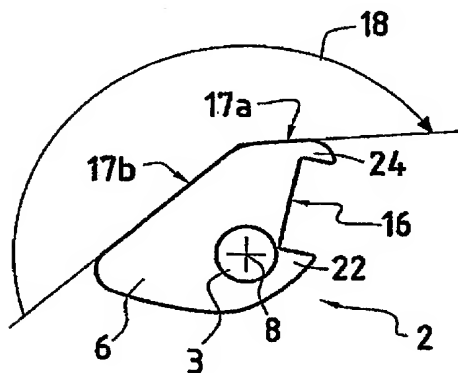


FIG. 9

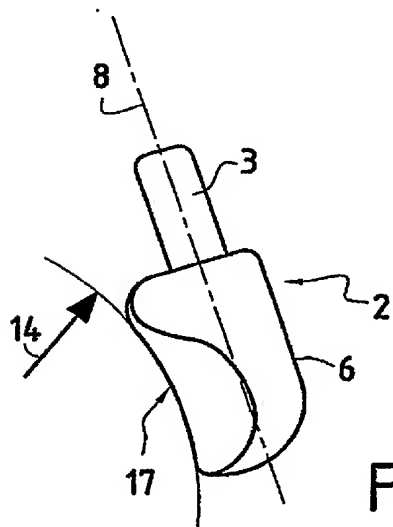


FIG. 10

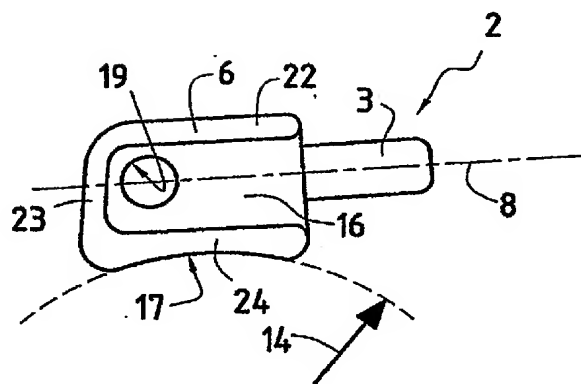


FIG. 11

3/3

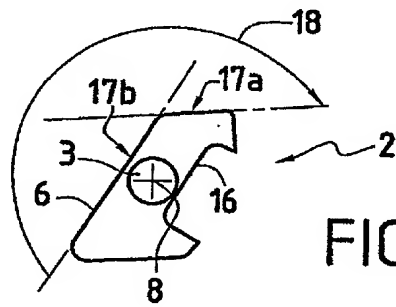
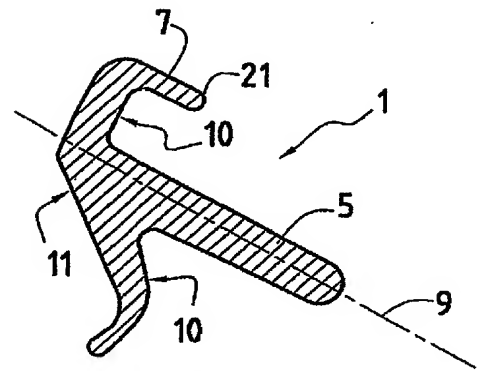
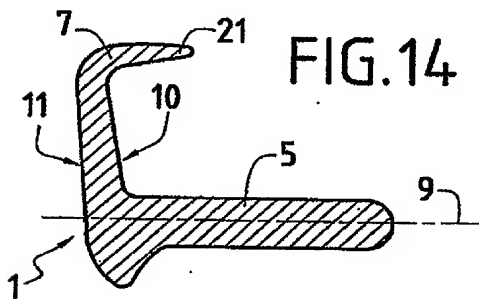
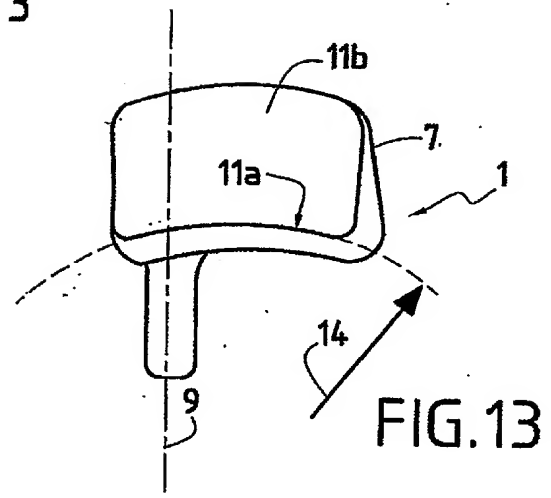
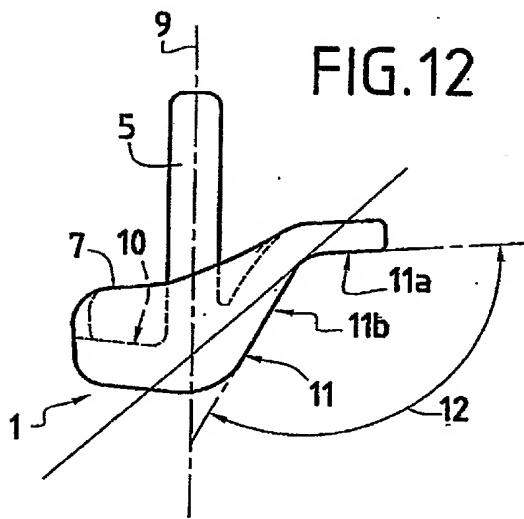
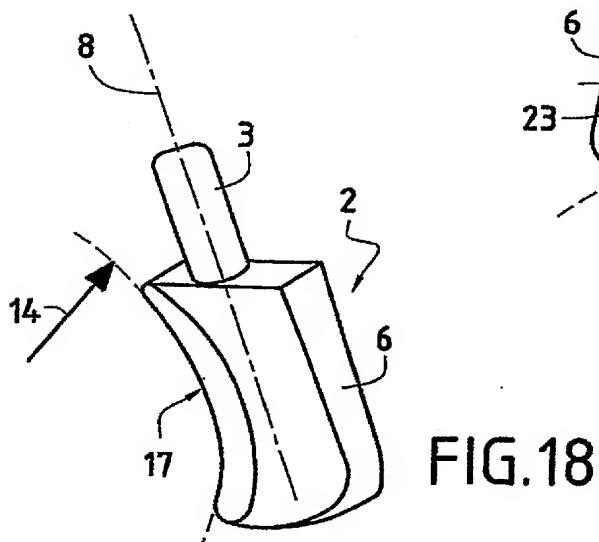
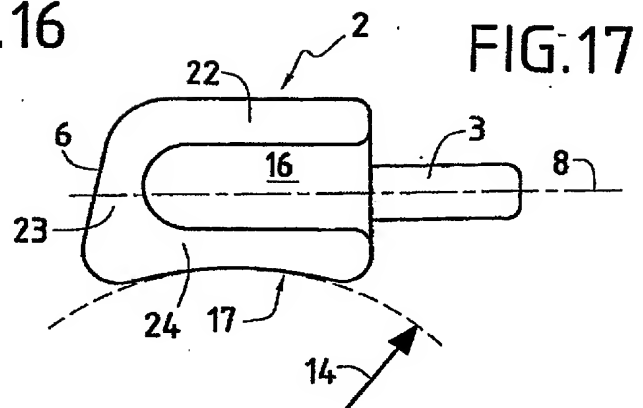
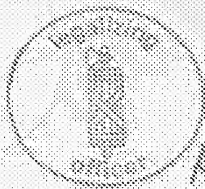


FIG. 16





HOHE SPRACHSCHULE

Anglia

www.anglia.ch

in Gersau

info@anglia.ch

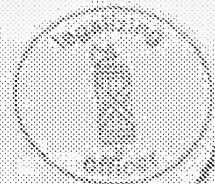
Haus 8, Hölzliweg 8, 9581 • Lärchbühlstrasse 90 • 9000 St. Gallen • Tel. 078 444 01 57

(54) Title: VERTEBRAL ZYGAPOPHYSEAL JOINT PROSTHESIS

(54) Titre: PROTHESE D'ARTICULATION VERTEBRALE POSTERIEURE

(57) Abstract: The present invention relates to a vertebral zygapophyseal joint prosthesis. The left or right vertebral zygapophyseal joint prosthesis (1, 2) of the invention has a smooth support surface (11, 11a, 11b, 12, 12a, 12b) and said surface has anteroposterior curvature.

(57) Abrégé : La présente invention est relative à une prothèse d'articulation vertébrale postérieure, la prothèse (1, 2) d'articulation vertébrale postérieure gauche ou droite, selon l'invention, présente une surface (11, 11a, 11b, 12, 12a, 12b) lisse d'appui et ladite surface présente une courbure antéro-postérieure.



Englisch • Französisch • Spanisch • Italienisch  
Deutsch • Griechisch • Finnisch • Niederländisch • Übersetzungsdienst

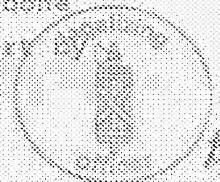


## Vertebral zygapophyseal joint prosthesis

The present invention relates to a vertebral zygapophyseal joint prosthesis.

Cervical, thoracic and lumbar vertebral pain is often caused by vertebral zygapophyseal joints, or facet joints or posterior vertebral joints. When medical therapy no longer suffices for pain relief, in particular when these joints are highly deformed by arthrosis or a former trauma, it becomes desirable to replace their joint surfaces with prostheses; the objective of these prostheses is to preserve the functions and mobility of the vertebral column, and to avoid artificial ankylosis (arthrodesis) of these joints.

Various devices for replacing vertebral zygapophyseal joint surfaces have been described in the documents FR 2 721 501 and US 5 132 464; each of these devices has a support that mates and is supported by resting on part of the concave surface of a vertebral arch, on at least one side of the spinous process; this support is fastened to the vertebra by a pedicular screw, and/or to the spinous and transverse processes by a means for bone cerclage such as a strap, collar, or hook; this device in addition comprises a blade forming a half joint prosthesis that has two opposite faces: a first so-called joint or sliding face is in contact with a similar face of an adjacent vertebra with a minimum of friction; this first face is coated with a biocompatible material with a high slip ratio, such as stainless steel or titanium, in particular; a second, so-called bone face, opposite the first face of the blade, is porous, studded with spikes, optionally coated with hydroxyapatite, and is intended to rest on the remaining bone of the joint process; the blade is connected to the support by a sessile base, whose convex and porous posterior face is



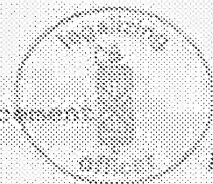
supported on the bone of the vertebral arch; the means of fastening the support to the spinous and transverse processes and to the pedicle are combined, depending on the anatomical conditions encountered, so as to ensure stability of the assembly.

These devices have certain disadvantages: Due to the presence of numerous corresponding support faces of the different parts (support, blade, base) of the device on different regions of a vertebra, it is difficult to ensure uniform and satisfactory support because of variations in shape from one vertebra to another and/or from one patient to another; in addition, the presence of the base, the anchoring support, and of the various fasteners, tends to increase the bulk of the prosthesis and consequently to increase discomfort to the patient as well as trauma resulting from implantation of such a device.

One object of the invention is to provide vertebral zygapophyseal joint prostheses which are improved and which at least partly overcome the disadvantages of prostheses of this type.

According to a first aspect, the invention provides a device comprising, for the left vertebral zygapophyseal joint or for the right vertebral zygapophyseal joint, a first prosthesis for partial replacement of the cephalad joint process that comprises a first sliding surface, as well as a second prosthesis for complete replacement of the caudal joint process, which comprises a second sliding support surface, at least one part of which is similar or identical in shape to at least one part of said first sliding support surface of said first prosthesis.

Implantation of the first prosthesis for partial replacement





of the cephalad joint process requires simple prior grinding of the joint surface (or facet) of the cephalad process, while implantation of the second prosthesis for complete replacement of the caudal joint process is performed after an essentially complete ablation of the caudal process.

According to another aspect, the invention provides a device for replacement of vertebral zygapophyseal joint surfaces that comprises, for the left joint and for the right joint, a first prosthesis for the cephalad joint process having a first smooth support surface, as well as a second prosthesis for the caudal joint process having a second smooth joint surface, the shape of which is complementary to that of said first surface of the first prosthesis, so as to facilitate its sliding on the first surface and to facilitate differential anteroposterior (or sagittal) rotational movement of two adjacent vertebrae provided with these prostheses; this allows vertebrae equipped with prostheses of the invention to retain considerable mobility.

According to another aspect, the invention proposes prostheses for vertebral zygapophyseal joints with smooth sliding support surfaces that essentially have the shape of a dihedral: the first prosthesis for the cephalad joint process has a sliding support surface in the shape of a concave dihedral, the faces of which preferably form a first angle lying in a range between  $90^\circ$  and  $160^\circ$ , while the second prosthesis for the caudal joint process has a sliding support surface in the shape of a convex dihedral, the faces of which form a second angle whose magnitude is equal to or close to the  $180^\circ$  complement of said first angle.

Mutual contact between said first and second prostheses on their corresponding smooth dihedral support surfaces favours mutual guiding of both prostheses during mutual displacement.

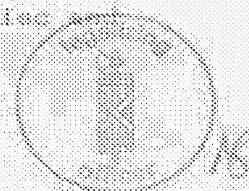


by sliding, which increases the dynamic stability of a spine with two adjacent vertebrae equipped with these prostheses.

The magnitude of the included angle of the dihedral sliding support surfaces is preferably adapted to the position of the vertebra along the spine: for the L5-S1 (lumbosacral) joint, the magnitude of the angle of the cephalad joint prosthesis is preferably close to  $90^\circ$  to  $160^\circ$  and the magnitude of the angle of the caudal joint prosthesis is respectively close to  $270^\circ$  to  $200^\circ$ , while for the L4-L5 joint, the angle of the cephalad prosthesis is preferably close to  $90^\circ$  to  $150^\circ$  and the corresponding angle of the caudal prosthesis is close to  $270^\circ$  to  $210^\circ$ .

According to another aspect, the invention proposes prostheses for vertebral zygapophysal joints with sliding smooth support surfaces that have anteroposterior curvature: said first cephalad prosthesis has (in median view) a backwardly open, curved sliding surface and said second caudal prosthesis has (in median view) a forwardly closed, curved sliding surface, whose curvature is equal (or close) to the curvature of the open surface of the first prosthesis; this facilitates free anteroposterior differential rotation of two adjacent vertebrae equipped with these prostheses; the radius of anteroposterior curvature of these sliding surfaces can be adapted to the position of vertebrae for which the prosthesis is intended; the magnitude of this radius is preferably chosen within a range between 18 and 28 mm, more preferably from 20 to 26 mm, and in particular close to 23 mm.

Owing to this curvature, flexion-extension movements of the vertebral column (anteroposterior rotation) can be executed about a common transverse axis for the intervertebral disc and for these joints.



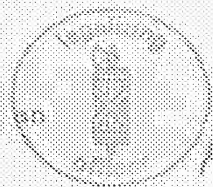


According to a preferred embodiment, the sliding surfaces have both a dihedral shape and anteroposterior (sagittal) curvature: the cephalad prosthesis comprises a sliding surface in the shape of a concave dihedron having a median face that is backwardly convex about a radius of curvature close to 20 to 26 mm, and an essentially planar lateral face; the caudal prosthesis comprises a sliding surface in the shape of a convex dihedron having a median face that is forwardly concave about a radius of curvature close to 20 to 26 mm, and an essentially planar lateral face; in other words, in this case, said sliding surfaces essentially extend over a surface (and/or the length of a surface) of revolution generated by a curved segment rotated about a (transverse) straight line situated within a plane containing the curved segment, at a distance from it equal to said radius of curvature; thus the sliding surfaces of the left and right prostheses essentially mate with parts of a torus channel.

According to another aspect, the invention provides a cephalad prosthesis for a vertebral zygapophyseal joint that has a smooth sliding support surface as well as a bone support surface, and an anchoring structure for the prosthesis within the joint process that projects over said bone support surface; the invention also provides a caudal prosthesis for a vertebral zygapophyseal joint comprising a sliding support surface and a bone support surface, as well as an anchoring structure for the prosthesis within the pars interarticularis and/or in the lamina of the vertebral arch, which projects over said bone support face.

The invention makes it possible to achieve prostheses that are well adapted to the human anatomy, compact, stable and non-traumatizing.

Preferably, each of these anchoring structures comprises an



elongated anchor member - such as a stud or rod - along an axis that is generally inclined relative to a line perpendicular to the bone support surface; preferably said anchor member is essentially cylindrical in shape along this axis, and is threaded or furnished with grooves or protuberances on its outer surface, in order to increase the bone contact surface.

Particularly in the case of the cephalad prosthesis, the anchoring achieved by this member can be improved by the presence of a rib projecting along part of the periphery of the bone support surface, by increasing the surface in contact with the bone.

Particularly in the case of the caudal prosthesis, the anchoring can be improved by the presence of two elongated anchor members - such as rods or studs - along two essentially orthogonal axes.

Said elongated anchor members can be integral with the body of the prosthesis comprising the bone support face and the sliding support face; alternatively or additionally, a separate anchor member can be used, in particular in the form of a screw extending into a hole provided for in the prosthesis body.

Other advantages and characteristics of the invention will be understood from the following description which refers to the attached drawings, which illustrate in a non-limiting way some preferred embodiments of the invention.

Figure 1 is a diagrammatic dorsal view of the upper part of the sacrum and of the L4 and L5 lumbar vertebrae, in which are shown four left posterior zygapophyseal joint prostheses replacing two superimposed left zygapophyseal joints.

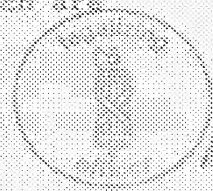




Figure 2 diagrammatically illustrates in cranial view a left cephalad joint prosthesis and a left caudal joint prosthesis replacing zygapophyseal joint between two sequential vertebrae of the spine.

Figure 3 diagrammatically illustrates in perspective view the shape of the sliding support surface of prostheses according to the invention.

Figure 4 diagrammatically illustrates in lateral view vertebrae furnished with joint prostheses and their manner of mutual rotational displacement about a transverse axis.

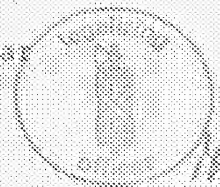
Figures 5 to 8 illustrate an embodiment of a cephalad joint prosthesis adapted to the L5-S1 lumbosacral joint and figures 9 to 11 illustrate a caudal joint prosthesis complementary to that of figures 5 to 8.

In the same way as in figures 5 to 8, figures 12 to 15 illustrate an embodiment of a cephalad joint prosthesis adapted for the zygapophyseal posterior joint between the L4 and L5 lumbar vertebrae, and figures 16 to 19 illustrate a caudal joint prosthesis complementary to the prosthesis of figures 12 to 15.

Figures 5, 9, 12, 16 are cranial views of the prostheses; figures 6, 10, 13, and 17 are median views of the prostheses; figures 7 and 14 are sagittal views; figures 8 and 15 are horizontal views; figures 11 and 18 are lateral views.

Figures 7, 9, 14, and 15 are cross-sectional views.

Even though the invention is described below for the lumbar portion of the spine, the invention is applicable to



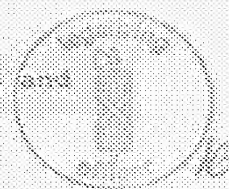
zygapophyseal joints of thoracic and cervical vertebrae.

With reference to figures 1 and 2, in particular, replacement of a left or right vertebral zygapophyseal joint is performed using a cephalad prosthesis 1, referred to as the first prosthesis, and a caudal prosthesis 2, referred as the second prosthesis; the cephalad prosthesis 1 is fastened to a vertebra such as L5 or to the sacrum S1, and the caudal prosthesis 2 is fastened to the vertebra located immediately above, such as L4 or L5, respectively.

With reference to figures 5 to 11, in particular, each of the prostheses 1, 2 comprises a body 6, 7 and a cylindrical anchor rod 3, 5 that is integral with the body and elongated along axis 8, 9.

With reference to figures 5 to 8 and 12 to 15, the body 7 of the cephalad prosthesis 1 is largely delimited by two opposite surfaces: a prosthesis support surface 10 on the stump of the cephalad joint process, and a contact surface 11 in sliding contact with the caudal prosthesis (labelled 2); as illustrated, in particular, in the cranial views (figures 5 and 12), the surface 11 comprises two faces 11a and 11b forming a kind of dihedral whose included angle 12 backwardly is close to  $140^\circ$  for the L5-S1 prosthesis of figure 5, and close to  $120^\circ$  for the L4-L5 prosthesis of figure 12; in addition, these faces 11a, 11b extend along an intermediate surface 15a, 15b of revolution about transverse axis 13, the radius of curvature 14 of which (figures 3 and 4) is close to 23 mm; the median portion 11a of the sliding surface 11 is convex, while the lateral portion 11b of the surface 11 is planar.

In a complementary fashion, each caudal prosthesis 2 of figures 9 to 11 and 16 to 18 has a bone support surface 16 and





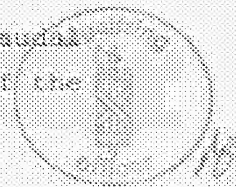
support surface 17 sliding on the corresponding surface 11 of prosthesis 1; the surface 17 comprises a face 17a and a face 17b that form a convex dihedron (figures 9 and 16) whose included angle 18 is close to  $220^\circ$  (figure 9) or  $240^\circ$  (figure 16); the median portion 17a of the sliding surface 17 is concave, while the lateral portion 17b is essentially planar.

The concavity of the dihedron 11a, 11b of the cephalad prosthesis is directed backwardly, while the convexity of the dihedron 17a, 17b of the caudal prosthesis is directed forwardly.

The L5-S1 caudal prosthesis (figure 10) comprises a hole 19 that is specially provided to receive an additional anchor screw (label 4 of figures 1 and 2) of the prosthesis in the vertebral lamina 20.

Fastening of the prostheses 1 and 2 is reinforced by the presence of stabilizer ribs 21 (figures 5, 7, 8, 10 particular), 22, 23, 24 (figures 10 and 17) that project at the periphery of the bone support surface 10, 16; in the case of the caudal prosthesis 2, the ribs 22 to 24 and the surface 16 delimit a groove or gutter.

Preparation for implantation of the prostheses requires a posterior approach to the vertebral column with exposure of the zygapophyseal joint or joints to be replaced. At least a partial excision (or ablation) of the joint processes is required. On the cephalad zygapophysis (or joint process) (or upper joint process of the overlying vertebra, only the joint surface on the cephalad zygapophysis (or joint process) (or upper joint process of the underlying vertebra) is ground, diminishing the overall size of the zygapophysis, and a sagittal anchor hole is made in its lower part. On the caudal zygapophysis (or joint process) (or lower joint process of the

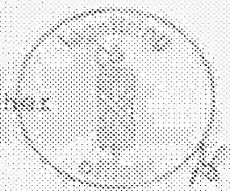


overlying vertebra) a subtotal ablation is performed with an oblique section towards the vertebral lamina and perpendicular to the pars interarticularis, and two anchor holes, one sagittally in the axis of the pars interarticularis towards the vertebral pedicle, and the other transversally within the thickness of the vertebral lamina, hollowed out starting from the spinous process.

The cephalad prosthesis 1 is supported on the stump prepared from the cephalad facet with penetration of its cylindrical anchor stud into the anchor hole. The prosthesis has, on its backwardly oriented face, a smooth joint surface 11, 11a, 11b in the shape of a dihedral section open backwardly (or a pulley groove), with a narrow and frontal median sector and a lateral sector that is widened obliquely. In horizontal cross section, the median sector is frontal and the lateral sector is oriented obliquely at an angle that varies from 30° to 20° from the sacrum to the summit of the lumbar column. In sagittal cross section, both median 11a and lateral 11b sectors of this prosthesis have a backwardly directed convexity that corresponds to the arc of a circle whose centre corresponds to the common centre of rotation of the two zygapophysal joints and the intervertebral disc of the same mobile vertebral segment (the radius of this circle is on average 23 mm).

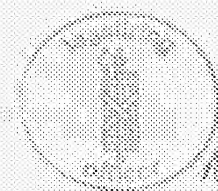
The caudal prosthesis 2 has a first integral stud 3 provided to fit into an anchor hole of the pars interarticularis, as well as a second stud 4 which is separate from the body of the prosthesis and is intended for the laminar anchoring. The forwardly directed sliding joint surface 17, 17a, 17b is intimately supported on the joint surface 11, 11a, 11b of the cephalad prosthesis 1.

The prostheses 1, 2 can be metallic or plastic or of any other



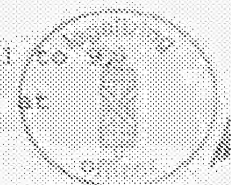


material that should prove to be biologically compatible.  
Fastening of the prostheses can be reinforced with plastic  
cement.



## CLAIMS

1. A left or right vertebral zygapophyseal joint prosthesis (1, 2) with a smooth sliding support surface (11, 11a, 11b, 17, 17a, 17b), characterized in that said surface has an anteroposterior curvature, as well as some means for rotational guiding able to cooperate with a support surface that is complementary to said sliding smooth support surface.
2. The prosthesis (1, 2) according to claim 1, in which the guide includes two faces or parts of faces comprising part of said sliding smooth support surface (11a, 11b, 17a, 17b) and essentially forming a dihedron.
3. The prosthesis (1, 2) according to claim 2, in which said faces or portions of faces extend along a surface of revolution with said anteroposterior curvature.
4. The prosthesis (1, 2) according to any one of claims 1 to 3, in which the radius of curvature of said sliding smooth support surface lies within a range between 18 and 28 mm.
5. The prosthesis (1, 2) according to any one of claims 1 to 4 comprising, in addition, a bone support surface (10, 16) and an anchoring structure (3, 4, 5, 21 to 24), and in which the anchoring structure projects over the bone support surface.
6. The prosthesis (1, 2) according to claim 5, in which the anchoring structure comprises an anchor member elongated along an axis (8, 9) that is inclined relative to a line perpendicular to the bone support surface.
7. The prosthesis (1, 2) according to claim 6, in which the anchor member is essentially cylindrical in shape.
8. The prosthesis (1, 2) according to claim 6 or 7, in which said anchor member is furnished with grooves or protuberances on its outer face.
9. The prosthesis (1, 2) according to any one of claims 5 to 8, in which at least part of the anchoring structure is integral with the body of the prosthesis.
10. The prosthesis (1) according to any one of claims 1 to 9, for replacement of the cephalad joint process, in which at





least part of said smooth support surface (11, 11a, 11b) is convex, open backwardly and curved along a radius (14) between 18 and 28 millimetres.

11. The prosthesis (1) according to claim 10 for replacement of the cephalad joint process, in which the faces (11a, 11b) of the dihedron form an angle (12) between  $90^\circ$  and  $160^\circ$ .

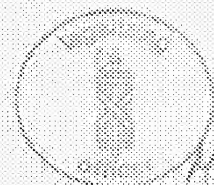
12. The prosthesis (2) according to any one of claims 1 to 9, for replacement of the caudal joint process, in which at least part of said smooth support surface (17, 17a, 17b) is concave, closed forwardly and curved along a radius (14) between 18 and 28 millimetres.

13. The prosthesis (2) according to claim 12 for replacement of the caudal joint process, in which the faces (17a, 17b) of the dihedron make an angle (18) between  $200^\circ$  and  $270^\circ$ .

14. A left or right vertebral zygapophyseal joint replacement device, which includes:

- a prosthesis (1) for partial replacement of the cephalad joint process, referred to as the first prosthesis, which preferably conforms to any one of claims 1 to 11, which comprises a first sliding smooth support surface (11, 11a, 11b) in the shape of a pulley groove, and
- a prosthesis (2) for replacement of the caudal joint process, referred to as the second prosthesis, which preferably conforms to any one of claims 1 to 9, 12 or 13, and which includes a second sliding smooth support surface (17, 17a, 17b) at least part of which has a shape similar or complementary to that of at least part of said first sliding smooth support surface of said first prosthesis, so as to facilitate differential sagittal rotational movement of two adjacent vertebrae furnished with these prostheses.

*David R. M. Owen*  
*(Chair of ANGLO Translation Office)*  
*14/12/09*



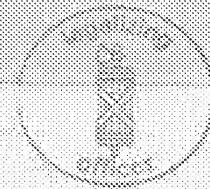
David R. M. Owen, R. 001 1  
Lorenzstrasse 10  
8000 St. Gallen  
Tel. 071 244 0127  
E-Mail: info@anglo.ch

Legalisation no. 56/rb

Inspected for legalisation of the signature of Mr. Hans Rudolf Höhener, born 06.07.1950, from  
Speicher/AR, Switzerland, residing in St.Gall, Switzerland, Lämmli Brunnenstr. 50.

St.Gall, Switzerland, 14.12.2009

City of St.Gall  
Registration Office



Handwritten text at the bottom left, possibly a date or reference number.

